

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning documents *will not* correct images,
Please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-187297

(43)公開日 平成8年(1996)7月23日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 N 5/02				
A 6 1 B 17/36	3 4 0			
17/39	3 1 5			
	3 1 7			

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 14 頁)

(21)出願番号 特願平7-2558

(22)出願日 平成7年(1995)1月11日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 長瀬 徹

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

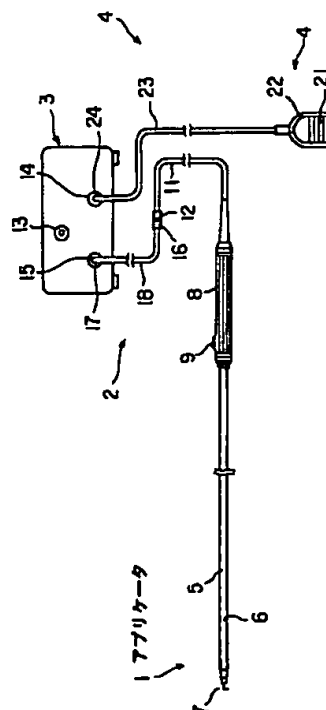
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 マイクロ波治療装置

(57)【要約】

【目的】本発明は生体内に迷走電流を発生させることなく、大電力の電磁波エネルギーをごく微少な治療部位に集中的に供給可能たらしめるため、電磁波の放射方向に異方性を有するマイクロ波治療用アプリケーションを提供することを目的とする。

【構成】マイクロ波アンテナを患部に近接あるいは接触させてマイクロ波エネルギーを患部組織に放射して治療するマイクロ波治療用アプリケーションにおいて、生体内に挿入可能で同軸ケーブルから成りその中心導線の先端を延伸しその先端部が前記同軸ケーブルの周方向に対して異方性を有する形状に構成したマイクロ波アンテナと、このマイクロ波アンテナにマイクロ波エネルギーを供給するマイクロ波供給装置とを具備した。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 マイクロ波アンテナを生体内患部に近接あるいは接触させてマイクロ波エネルギーを患部組織に放射して治療するマイクロ波治療装置において、生体内に挿入可能な同軸ケーブルから成りその先端部に設置され、前記同軸ケーブルの周方向に対して放射指向性を有するマイクロ波アンテナと、このマイクロ波アンテナにマイクロ波エネルギーを供給するマイクロ波供給手段と、前記マイクロ波アンテナを観察する手段と、を具備したことを特徴とするマイクロ波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明はマイクロ波を用いた治療装置に係り、特に生体管腔及び外科的手術にて生体に開口させた孔から経内視鏡的あるいは経外科手術器具的または単独に生体にアプリケータを挿入して生体に発現した良性または悪性の腫瘍等の患部に対してマイクロ波治療を行うマイクロ波治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、電磁波を用いた外科的治療装置としては高周波またはマイクロ波を用いたものがあり、消化管、肝臓、膀胱、前立腺、子宮、血管等の生体部位に対して凝固、切開、止血等の手技が行われている。この種の外科的治療装置に用いられる電極としては、例えば特開平5-344977号公報に示される並列平行線を利用してなる括約筋切開（ERCP）用電極や、特開平5-237134号公報に示されるポリープ切除や止血用バイポーラ電極や、特開平5-337130号公報に示されるポリープ切除や止血用のモノポーラ電極や、特開平5-212054号公報に示される前立腺切除用バイポーラ電極があり、また同軸ケーブルの形状を電極形状に生かしたものでは特開平6-191号公報に示される焼灼用同軸電極が知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 この種の電磁波を用いた治療装置において、モノポーラ電極を用いたものでは処置部位以外の生体に付着させる対極板を装着する必要がある、その両電極間の生体に迷走電流が流れ易いという問題が存在していた。また、バイポーラ電極を用いたものでも、その電力供給が同軸ケーブルではない給電線によって行われているものは高周波電力の伝達能力が十分とはいえず、またバイポーラ電極を構成するとその部分の形状は複雑になるとともにアプリケータの小型化が困難であった。

【0004】 さらに、一般に高周波処置具と呼ばれる外科治療装置に使用される周波数帯域は数100kHzと波長が比較的長いため、所望の治療部位以外の部位にも物理的影響を与えやすいものであった。

【0005】 また、同軸ケーブルを用いた電磁波治療用アプリケータにおいてはその電磁波分布、つまりアプリ

ケータを中心として見た場合の組織を変成させる能力が同軸ケーブルの周方向に対して均一であり、アプリケータの全周にわたって同一の処置しかできないものであった。この従来の同軸ケーブルを利用したアプリケータを模式的に表現するならば、図33に示されるようにアプリケータ501はその同軸ケーブルの中心軸上に延伸された中心導体502と、これを覆う誘電体503と、この誘電体503の外周に設けられた外部導体504と、この外部導体504の外周を覆う外部被覆505とから構成されている。そして、これによる電磁波分布は図33で符号506として示される領域となり、同軸ケーブルの中心軸の周方向に対して無指向性の分布を示すものであった。このような電磁波分布、つまり組織変成分布では、生体の狭小管腔の一部分の方向にのみ病変部が存在する場合、あるいは病変部の厚みが全周にわたって一定でない場合等に対して治療を実施すると、正常部位あるいは厚みの薄い病変部に対しては、不用意あるいは過度の電磁波照射が行われることとなるため、管腔壁に瘻孔が開き体液の漏出等を引き起こすおそれがあり、治療処置上の安全対策に重大な注意を払わなければならないという問題を有していた。

【0006】 一方、マイクロ波を用いた電磁波治療装置として内視鏡と組み合わせて前立腺部治療を可視下に行う装置は無く、正確な治療を能率的に行う点で問題が残されていた。

（目的） 本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、生体内に迷走電流を発生させることなく、大電力の電磁波エネルギーをごく微少な治療部位に集中的に供給可能であり、かつ電磁波の放射方向を可視下に選択的に操作することにより、生体内に発生した良性または悪性の腫瘍等の患部に対して正確な治療を能率的に行うことができるマイクロ波治療装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決する手段および作用】 本発明はマイクロ波アンテナを生体内患部に近接あるいは接触させてマイクロ波エネルギーを患部組織に放射して治療するマイクロ波治療装置において、生体内に挿入可能な同軸ケーブルから成りその先端部に設置され、前記同軸ケーブルの周方向に対して放射指向性を有するマイクロ波アンテナと、このマイクロ波アンテナにマイクロ波エネルギーを供給するマイクロ波供給手段と、前記マイクロ波アンテナを観察する手段とを具備したものである。マイクロ波アンテナはその周方向に関してマイクロ波の放射指向性を持たせたから治療対象部位に対してマイクロ波を集中的に照射することができる。

【0008】

【実施例】

<第1の実施例> 図1ないし図5を参照して、本発明の第1の実施例を説明する。

3

(構成) 図1は第1の実施例に係るマイクロ波治療装置システムの構成を概略的に示している。このマイクロ波治療装置はマイクロ波エネルギーを体腔内の生体部位に供給するための外科処置用アプリケーション1とマイクロ波中継ケーブル2とマイクロ波発振器3とフットスイッチ4を備える。当該アプリケーション1とマイクロ波発振器3とはマイクロ波中継ケーブル2によって接続される。

【0009】外科処置用アプリケーション1は生体に挿入するように構成された挿入部5を有している。挿入部5は硬質あるいは柔軟な同軸ケーブル6によって構成されており、その先端部分には生体にマイクロ波エネルギーを供給するマイクロ波アンテナ用電極部7が構成されている。この挿入部5の手元側端にはアプリケーション1を保持するためのグリップ8が取り付けられている。また、グリップ8には前記電極部7からのマイクロ波放射のオン/オフを制御するための手元操作用のスイッチ9が設けられている。さらにアプリケーション1にはグリップ8の後端から延伸される第1同軸ケーブル11を備えており、この第1同軸ケーブル11の後端には第1コネクタ12が設けられている。

【0010】前記マイクロ波発振器3には2450±50MHzのマイクロ波を発生する図示しないマグネトロンユニットが備えられている。また、図示しないがそのマイクロ波の出力を制御する出力制御手段とそのマイクロ波の出力時間をあらかじめ設定できる図示しないタイマーを設けた出力遮断手段とが設けられている。さらにそのマイクロ波発振器3の機器外面にはマグネトロンユニットからのマイクロ波の出力をオン/オフするための作動スイッチ13と外部制御スイッチとしての前記フットスイッチ4を接続するためのスイッチ用コネクタ14と前記マイクロ波中継ケーブル2を接続するための出力コネクタ15が設けられている。

【0011】前記マイクロ波中継ケーブル2は前記アプリケーション1から伸びる第1同軸ケーブル11の第1コネクタ12に接続される第2コネクタ16を一端に設け、他端に前記出力コネクタ15に接続される第3コネクタ17を設けた同軸ケーブル18からなっている。

【0012】前記フットスイッチ4は足踏み操作面21を有したスイッチ操作盤22からなり、信号線23を備えている。信号線23は前記マイクロ波発振器3のスイッチ用コネクタ14に接続される第4コネクタ24を備えている。そして、このフットスイッチ4はマイクロ波発振器3に接続された状態においてマイクロ波発振器3の発振動作のオンオフ制御をする。

【0013】外科処置用アプリケーション1は同軸ケーブル6からなり、その先端に設けられるマイクロ波アンテナ用電極部7は図2で示すように構成されている。すなわち、ここでのマイクロ波アンテナ用電極部7は挿入部5の同軸ケーブル6を利用して構成されており、その同軸ケーブル6の中を延伸した単線または複数のより線から

4

なる中心導体(導線)31の先端部分を前方へ突き出し、外部に露出させるとともにその先端部32を直角に屈曲させた形状に加工し、さらに中心導体31を内包し同軸上に形成される誘電体33と当該誘電体33をその先端部分を残して内包し同軸上に形成される外部導体34と当該外部導体34を内包し同軸上に形成される外部被覆35とから構成されている。

【0014】(作用) マイクロ波アンテナ用電極部7は中心導体31の先端部分を屈曲させてなるため、前記同軸ケーブル6の周方向に関してマイクロ波の異方性のある放射指向性を有する。その電磁波分布を模式的に表現するならば図3で示されるようになる。このような電磁波の照射領域36の分布、つまり組織変成分布によれば、生体の狭小管腔の一部分の方向にのみ病変部が存在する場合あるいは病変部の厚みが全周に渡って一定でない場合等に対しても、正常部位に対しては電磁波を放射しないよう、あるいは厚みの薄い病変部に対しては電磁波の放射量を少なくする等選択的に操作することにより、不用意あるいは過度の電磁波照射を防止できる。

【0015】次に、前述した外科処置用アプリケーション1を前立腺部位に対して外科処置を行う場合について述べる。図4は尿道41に硬性内視鏡42に挿入し、前立腺43の部位に対して外科処置を行う様子を示したものである。アプリケーション1の挿入部5を硬性内視鏡42のチャンネルを通じて挿入し、その先端部分を尿道41内に導出させる。この場合において外科処置用アプリケーション1はその挿入部5の外径が3mm以下に構成されることが望ましい。

【0016】ここで、図4中、45は膀胱、46は尿道外括約筋であり、アプリケーション1の電極部7から放射されるマイクロ波により前立腺43の組織部位には符号47で示される空洞領域あるいは符号48で示される組織変成領域を形成する。図5は図4中におけるA-A線に沿って断面して示す形態であり、ここでの符号49は直腸壁を示す。

【0017】アプリケーション1からマイクロ波を放射させる場合は、硬性内視鏡42による観察下において、そのアプリケーション1の電極部7の軸方向の位置および周方向の位置を確認した上で尿道粘膜に近接あるいは接触させる。1回あたりのマイクロ波の放射はマイクロ波発振器3の出力設定を0~90W、出力時間を0~10分に設定して治療を行う。精肉による机上実験においては出力設定50W、出力時間1分にて、空洞形成および組織変成が確認された。

【0018】また、図5に示されるように前立腺43に対する外科的治療を行う際にはその形状を十分に考慮する必要がある。つまり、図5中においてのa、b、c、dにて示される各方向では尿道41の中心からの前立腺組織の厚みが様々であり、特にc方向に対して過度の放射を行うと直腸壁49に瘻孔を形成するおそれがあるた

5

め、主にbおよびd方向に対して集中的にマイクロ波を放射することが望ましい。このアプリケーション1はそれに対応できる。

【0019】また、治療中、万一出血が発生した場合にはマイクロ波の出力を治療時より減少させてアプリケーション1の電極部7を出血部位に接触させれば、マイクロ波の組織凝固能力により止血を行うことが可能である。以上により、前立腺疾患の処置をより安全かつ能率的に行うことができる。

【0020】（効果）このように本実施例のマイクロ波治療装置によれば、経内視鏡的に指向性を有するマイクロ波を放射することができるため、前立腺部位の疾患に対してより安全でかつ効果的な外科処置が可能となる。また、従来の高周波電極による前立腺切除術（TURP）で常用される灌流液が不要であるため、その灌流液による副作用（TURシンドローム）を排除できるため、更に治療の安全性がより向上することとなる。

＜第2の実施例＞図6を参照して、本発明の第2の実施例を説明する。

（構成）図6はこの実施例に係るマイクロ波治療装置の使用状態を示すものである。この実施例での外科処置用アプリケーション51は前述した第1の実施例のものと同じように構成されているが、挿入部52は軟性に構成している。挿入部52は経口軟性内視鏡53のチャンネルを通じて消化器官内に誘導され、消化器官内生体部位に発生した病変部（患部）54のマイクロ波治療を行うものである。

（作用）そこで、消化器官に発生した病変部54をマイクロ波治療する場合には、患者55の口腔56を通じて消化器官に導入した内視鏡53を通じて外科処置用アプリケーション51を病変部54にアプローチさせる。そして、前記実施例の場合と同様、所望の出力と時間で病変部54にマイクロ波を放射する。図6で示されるように通常、管腔に発生する病変部54はアプリケーション51の挿入方向に対して鉛直な位置に存在することになるため、外科処置用アプリケーション51も側方に対して高い処置能力を有する、つまり指向性を有するものが元来使用に適したものといえる。

【0021】また、マイクロ波を用いるため、従来の高周波による外科処置具に比較して、病変部以外の部位への電磁波の影響を十分に低下させることができ、また体外に装着する対極板が不要であることから迷走電流による不都合をも回避できる。

（効果）このように本実施例によれば、経内視鏡的に指向性を有するマイクロ波による外科的処置が可能となるため、消化管等における疾患に対して確実に効果的な外科処置が可能となる。

＜第3の実施例＞図7を参照して、本発明の第3の実施例を説明する。

【0022】（構成）図7は本発明の第3の実施例に係

6

るマイクロ波治療装置の使用状態を示し、腹腔鏡観察下で外科処置用アプリケーション61を使用するものである。この実施例の外科処置用アプリケーション61は腹腔鏡やトラカール等の外科処置具62と併用して用いられる。ここで、図7中、63は患者の生体、64は生体管腔内に発生した病変部、65は前記外科処置具62により開口された孔である。この実施例での外科処置用アプリケーション61は前述した第1の実施例のものと同じように構成されているが、その挿入部は硬性のものでもよい。

【0023】（作用）消化管に発生した病変部64に対して経皮的に穿刺された外科処置具62を通じて外科処置用アプリケーション61をアプローチさせる。そして、前記各実施例の場合と同様、所望の出力、時間でマイクロ波を病変部64に放射する。図7で示すように通常管腔に発生する病変部64はアプリケーション61の挿入方向に対して対向する位置に存在することになるため、比較的大きな病変部64の側面に対して処置を行う場合には、外科処置用アプリケーション61も側方に対して高い処置能力を有する。つまり指向性を有する本実施例の外科処置用アプリケーション61が使用に適したものといえる。また、従来の高周波外科処置具に対する利点は、第2の実施例と同様の事項を挙げることができる。

【0024】（効果）このように本実施例によれば、経皮的に指向性を有するマイクロ波による外科的処置が可能となるため、消化管等における疾患に対して確実に効果的な外科処置が可能となる。

＜第4の実施例＞図8を参照して、本発明の第4の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0025】（構成）図8はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部111を示している。この電極部111は同軸ケーブルを利用して構成されており、その同軸ケーブルの中を延伸して先端部を露出させ且つ屈曲させた形状に加工された単線または複数のより線からなる中心導体112と、当該中心導体112を内包し同軸上に形成される誘電体113と、当該誘電体113を内包し同軸上に形成され且つ誘電体113の端面と同一の位置にその端部端縁を有する外部導体114と、外部導体114を内包し同軸上に形成される外部被膜115とから構成されている。中心導体112の先端は前記第1の実施例のように位置側方へ屈曲している。

【0026】（作用）このアンテナ用電極部111を有した外科処置用アプリケーションは図2に示される第1の実施例のものに比較して、誘電体113の露出が無いために、より小型に電極部111を構成することが可能となる。しかし、一方で、中心導体112と外部導体114の相対位置が接近するため、マイクロ波が生体組織を伝わらずに導体間で放電が起こりやすくなることは否めない。

【0027】（効果）このように本実施例によれば、電極形状をより小型化することが可能となるため、治療の操作性の向上が図られることになる。

＜第5の実施例＞図9を参照して、本発明の第5の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0028】（構成）図9はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部121を示している。電極部121は同軸ケーブルの中を延伸し先端部が二股に分岐し且つ同一方向に屈曲させた形状に加工された中心導体122と、当該中心導体122を内包し同軸上に形成される誘電体123と、当該誘電体123を内包し同軸上に形成される外部導体124と、外部導体124を内包し同軸上に形成される外部被覆125とから構成されている。

【0029】（作用）このアンテナ用電極部121によれば、中心導体122の露出先端部が二股となって同位置方向へ屈曲しているため、各々の二股先端部分を中心にマイクロ波の放射が発生し、結果的に1回の放射によってマイクロ波治療ができる範囲を拡大することができる。また周囲に対して偏心した放射がなされることは前述した各実施例の場合と同じである。

【0030】（効果）このように本実施例によれば、治療範囲を拡大することが可能となるため、治療の効率向上が図られることになる。

＜第6の実施例＞図10を参照して、本発明の第6の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0031】（構成）図10はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部131を示している。この電極部131は同軸ケーブルの中を延伸し先端部が三股に分岐し且つ同一方向に屈曲させた形状に加工された中心導体132と、当該中心導体132を内包し同軸上に形成される誘電体133と、当該誘電体133を内包し同軸上に形成される外部導体134と、外部導体134を内包し同軸上に形成される外部被覆135とから構成されている。

【0032】（作用）このアンテナ用電極部131によれば、中心導体132が三股となっているため、各々の先端部分を中心にマイクロ波の放射が発生し、結果的に1回の放射によって治療できる範囲を更に拡大することができる。また周囲に対して偏心した放射がなされることは前述した各実施例の場合と同じである。

【0033】（効果）このように本実施例によれば、治療範囲を更に拡大することが可能となるため、治療の効率化が図られることになる。

＜第7の実施例＞図11を参照して、本発明の第7の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例にお

る外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0034】（構成）図11はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部141を示している。この電極部141は同軸ケーブルの中を延伸し先端部が二股に分岐し且つ対向する各先端部分を反対向きに屈曲させた形状に加工された中心導体142と、当該中心導体142を内包し同軸上に形成される誘電体143と、当該誘電体143を内包し同軸上に形成される外部導体144と、外部導体144を内包し同軸上に形成される外部被覆145とから構成されている。

【0035】（作用）このアンテナ用電極部141によれば、中心導体142が対向する方向に二股となっているため、各々の先端部分を中心にマイクロ波の放射が発生し、狭小管腔内において対向する各位置にある壁を同時に処置することが可能となる。

【0036】（効果）このように本実施例によれば、治療範囲を拡大することが可能となるため、治療の効率化が図られることになる。

＜第8の実施例＞図12を参照して、本発明の第8の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0037】（構成）図12はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部151を示している。電極部151はその同軸ケーブルの中を延伸し先端部が円弧上に左右両側に分岐する形状に加工された中心導体152と、当該中心導体152を内包し同軸上に形成される誘電体153と、当該誘電体153を内包し同軸上に形成される外部導体154と、外部導体154を内包し同軸上に形成される外部被覆155とから構成されている。

【0038】（作用）このアンテナ用電極部151によれば、中心導体152が円弧状に構成されているため、その円弧状の先端部分を狭小管腔内に発生したポリープ状の病変部の茎部に押しつけながら処置することが可能となる。

【0039】（効果）このように本実施例によれば、大きな病変部をその一部を処置することにより切除することが可能となるため、治療の確実化とその効率化が図られることになる。

＜第9の実施例＞図13を参照して、本発明の第9の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0040】（構成）図13はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部161を示している。この電極部161はその同軸ケーブルの中を延伸し先端部が鈍角に屈曲するように加工された中心導体162と、当該中心導体162を内包し同軸上に形成される誘電体163と、当該誘電体163を内包し同軸上に形成される外部

導体164と、外部導体164を内包し同軸上に形成される外部被覆165とから構成されている。

【0041】（作用）このアンテナ用電極部161は、その中心導体162の先端部分が鈍角に屈曲して構成されているため、経内視鏡的にアプリケーションを挿入し、鉗子机等を用いて患部に接触させる際には丁度中心導体162が患部に鉛直に接触するため、効率よい治療が可能になる。また中心導体162の先端を針状に形成して患部に刺入してもよいし、あるいは中心導体162は場合によっては鋭角に屈曲していてもよい。いずれにしても周囲に対して偏心した放射がなされることは前述した各実施例の場合と同じである。

【0042】（効果）このように本実施例によれば、内視鏡等を併用して処置を行う際にも電極部161を患部に鉛直に接触させることが容易にできるため、その作業がやり易く治療の効率化が図られることになる。

<第10の実施例>図14を参照して、本発明の第10の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

【0043】（構成）図14はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部171を示している。電極部171はその同軸ケーブルの中を延伸し先端部が屈曲するように加工された中心導体172と、当該中心導体172を内包し同軸上に形成される誘電体173と、当該誘電体173を内包し同軸上に形成される外部導体174と、外部導体174を内包し同軸上に形成される外部被覆175と、外部導体174の露出部全部と誘電体173および外部被覆175の各一部を被覆する生体適合性とマイクロ波透過性を有する被覆部材（例えばシリコン樹脂、フッ素樹脂、ガラス、セラミックス等からなる。）177と、外部導体174と誘電体173の一部と前記被覆部材177との隙間を充填する生体適合性とマイクロ波透過性を有する充填剤176とから構成されている。

【0044】（作用）このアンテナ用電極部171は、外部導体174が被覆部材177で被覆されて構成されているため、マイクロ波放射による外部導体174への生体組織の付着、焦げ付きを防止でき、また金属部分が直接生体に触れることによる生体の不適合反応を回避することが可能となる。また、少なくとも外部導体174側の直流絶縁を図ることが可能となる。

【0045】（効果）このように本実施例によれば、外部導体174への組織の付着が防止できるためアプリケーションの耐久性を向上することが可能となり、また外部導体174を被覆するため生体適合性の上でも安全性を向上させることが可能となる。

<第11の実施例>図15を参照して、本発明の第11の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変

形例を示すものである。

【0046】（構成）図15はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部181を示している。電極部181はその同軸ケーブルの中を延伸し先端部が屈曲するように加工された中心導体182と、当該中心導体182を内包し同軸上に形成される誘電体183と、当該誘電体183を内包し同軸上に形成される外部導体184と、外部導体184を内包し同軸上に形成される外部被覆185と、中心導体182と誘電体183と外部導体184を被覆する生体適合性とマイクロ波透過性を有する被覆部材187と、前記中心導体182と誘電体183と外部導体184と前記被覆部材187との空隙を充填する生体適合性とマイクロ波透過性を有する充填剤186とから構成されている。

【0047】（作用）このアンテナ用電極部181はその中心導体182と外部導体184が被覆して構成されているため、マイクロ波放射による電極全体への生体組織の付着、焦げ付きを防止でき、また金属部分が直接生体にふれることによる生体の不適合反応を回避することが可能となる。また、電極全体の直流絶縁を図ることが可能となる。

【0048】（効果）このように本実施例によれば、電極全体への組織の付着が防止できるためアプリケーションの耐久性を更に向上することが可能となり、また電極全体を被覆するため生体適合性の上でも安全性を向上させることが可能となる。

<第12の実施例>図16を参照して、本発明の第12の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

（構成）図16はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部191を示している。この電極部191はその同軸ケーブルの中を延伸し先端部が屈曲するように加工された中心導体192と、当該中心導体192を内包し同軸上に形成される誘電体193と、当該誘電体193を内包し同軸上に形成される外部導体194と、外部導体194を内包し同軸上に形成される外部被覆195と、中心導体192と誘電体193と外部導体194を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有し、その先端形状が半球または半楕円球状に形成された部材196とから構成されている。

（作用）このアンテナ用電極部191によれば、電極部全体が被覆して構成されているため、マイクロ波放射による電極部全体への生体組織の付着、焦げ付きを防止でき、また金属部分が直接に生体に触れることによる生体の不適合反応を回避することが可能となる。また、半球または半楕円球状の先端形状を有することにより、アプリケーションの挿入性の向上を図ることが可能となる。

（効果）このように本実施例によれば、電極部全体への組織の付着が防止できるため、アプリケーションの耐久性を

向上することが可能となると同時に、アプリケーションの挿入性の向上を図ることが可能となる。

＜第13の実施例＞図17を参照して、本発明の第13の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

（構成）図17はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部201を示している。この電極部201はその同軸ケーブル中を延伸し先端部が屈曲するように加工された中心導体202と、当該中心導体202を内包し同軸上に形成される誘電体203と、当該誘電体203を内包し同軸上に形成される外部導体204と、外部導体204を内包し同軸上に形成される外部被覆205と、前記中心導体202と誘電体203と外部導体204を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有し、その先端形状がなめらかに形成された部材207と、当該部材207の先端切り欠き部208と、当該切り欠き部208から突出し薄膜の生体適合性とマイクロ波透過性を有する樹脂で被覆された中心導体突出部206（図中黒色塗り潰し部分）とから構成されている。

（作用）このアンテナ用電極部201は外部被覆205の先端形状の一部が切り欠かれていることにより、病変部に対して処置を行った際に発生する切除片等の侵入を排除することができる。

（効果）このように本実施例によれば、病変部切除片の電極部201内への切除片等の侵入を排除することが容易に行えるため、処置の操作性を向上することが可能となる。

＜第14の実施例＞図18を参照して、本発明の第14の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

（構成）図18はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部211を示している。この電極部211はその同軸ケーブルの中を延伸し先端部が屈曲するように加工された中心導体212と、当該中心導体212を内包し同軸上に形成される誘電体213と、当該誘電体213を内包し同軸上に形成される外部導体214と、外部導体214を内包し同軸上に形成される外部被覆215と、前記中心導体212と誘電体213と外部導体214を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有し、その先端形状がなめらかに形成された部材217と、当該部材217の先端切り欠き部218と、当該切り欠き部218から突出し薄膜の生体適合性とマイクロ波透過性を有する樹脂で被覆された中心導体突出部216（黒色塗り潰し部分）と、前記中心導体212の屈曲方向（つまり中心導体突出部216の方向）を示す表示部材219とから構成されている。この表示部材219は前述した第1の実施例での図1における挿入部5或いはグリップ8の表面上（図示しない）またはその両者にマーカー

印刷として表示或いは凹凸面により表示しても良い。

（作用）これは電極部が生体内に挿入された状態となる処置中においても、中心導体212の屈曲方向、つまりマイクロ波放射の方向を容易に術者が確認できる。

（効果）このように本実施例によれば、処置方向の確認が容易なため、処置の操作性とその確実性の向上を図ることが可能となる。

＜第15の実施例＞図19を参照して、本発明の第15の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

（構成）図19はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部221を示している。この電極部221は、屈曲形状に加工された中心導体先端部222と、当該中心導体先端部222に嵌合し、中心導体先端部222とその後方の同軸ケーブルの中を延伸する中心導体とを電気的に接続する嵌合部材231と、後方に延伸する前記中心導体を内包し同軸上に形成される誘電体223と、当該誘電体223を内包し同軸上に形成される外部導体224と、この外部導体224を内包し同軸上に形成される外部被覆225と、前記中心導体先端部222を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有する先端部材226と、当該部材226の後方端に設けられためねじ部228と、前記先端部材226から突出し薄膜の生体適合性とマイクロ波透過性を有する樹脂で被覆された中心導体先端部222の突出部227（黒色に塗り潰した部分）と、前記誘電体223および外部導体224を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有する部材232と、当該部材232の先端部に設けられ前記めねじ部228に接続可能なおねじ部230と、前記中心導体先端部222の後端部分をガイドする孔229とから構成されている。そして、中心導体先端部222側の組立体が後方側のものに対して着脱自在な構成になっている。

（作用）これは電極部221の先端部分が着脱交換自在な構成であるから、アプリケーションの使用回数を重ね中心導体先端部222が疲労した際にも容易にその中心導体の先端のみを交換することにより、新品同様のアプリケーションとして使用することが可能となる。

（効果）このように本実施例によれば、電極部221の先端部が容易に交換可能であるため、処置における経済性の向上を図ることが可能となる。

＜第16の実施例＞図20を参照して、本発明の第16の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

（構成）図20はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部241を示している。この電極部241は、その同軸ケーブルの中心導体242と、当該中心導体242の先端部に電気的に接続する導体部材247と、後方に延伸する中心導体242を内包し同軸状に形成され

る誘電体243と、当該誘電体243を内包し同軸上に形成される外部導体244と、外部導体244を内包し同軸上に形成される外部被覆245と、前記導体部材247と中心導体242と誘電体243および外部導体244を内包し生体適合性とマイクロ波透過性を有する部材246と、から構成されている。また、黒色で示された前記導体部材247の生体に対向する面248は薄膜の生体適合性とマイクロ波透過性を有する樹脂で被覆されている。

(作用) この構成では元々の同軸ケーブル内の中心導体に対して形状加工を施さず、中心導体242に導体部材247を付すことにより、そのアプリケーションの周方向に関してマイクロ波放射分布の指向性を持たせる構成となっている。つまり中心導体242を正確に屈曲加工する比較的難しい工程が必要でない。

(効果) このように本実施例によれば、容易な加工工程によりマイクロ波の放射指向性を有するアプリケーションの作成ができるため、アプリケーションを安価に安定して供給することが可能となる。

<第17の実施例>図21を参照して、本発明の第17の実施例を説明する。この実施例は前記第1の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

(構成) 図21はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部251を示している。この電極部251は、同軸ケーブルの中を延伸し先端部が突出する中心導体252と、当該中心導体252を内包し同軸上に形成される誘電体253と、当該誘電体253を内包し同軸上に形成される外部導体254と、外部導体254を内包し同軸上に形成される外部被覆255と、前記中心導体252と誘電体253および外部導体254を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有する部材262と、当該部材262の先端に設けられたおねじ部261と、前記中心導体252の先端に嵌合し電気的に接続される導体部材257と、当該導体部材257を内包する生体適合性とマイクロ波透過性を有する部材256と、当該部材256に設置され前記おねじ部261に接続可能なめねじ部260と、前記中心導体252をガイドする孔259とから構成されている。そして、導体部材257側が着脱交換自在な構成になっている。また、黒色で示された前記導体部材257の生体に対向する面258は、薄膜の生体適合性とマイクロ波透過性を有する樹脂で被覆されている。

(作用) この構成では元々の同軸ケーブル内の中心導体に対して容易でない屈曲加工を施すことなく、マイクロ波放射分布の指向性を持たせる構成となっている。また使用回数を重ねて先端の導体部材257が疲労した際にも容易に交換、修理が可能となる。更に以下の実施例で示されるように、異なる形状の導体部材257側の先端部分を交換することにより様々なマイクロ波放射特性を

有するアプリケーションとして組み立て使用することが可能となる。

(効果) このように本実施例によれば、容易な加工工程によりマイクロ波の放射指向性を有するアプリケーションの作成ができるため、アプリケーションを安価に安定して供給することが可能となると同時に、使用者側にとっては電極の先端部のみを容易に交換できるため、使用にあたっての経済性の向上と、適用の拡大を図ることが可能となる。

10 <第18の実施例>図22を参照して、本発明の第18の実施例を説明する。この実施例は前記第17の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の変形例を示すものである。

(構成) 図22はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部271を示している。この電極部271において前記第17の実施例に示したものと異なる部分のみ記述する。導体部材277は、第17の実施例でのものに比べて大きい面積の生体対向面278を有するように構成されている。

20 (作用) この構成によれば、第17の実施例のものと比較して、より大きな面積の対象に対してのマイクロ波放射ができる。

(効果) このように本実施例によれば、より広範囲にマイクロ波を放射できるため、広範囲の病変部に対する処置能率を向上することが可能となる。

<第19の実施例>図23を参照して、本発明の第19の実施例を説明する。この実施例は前記第17の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部を変形したものである。

30 (構成) 図23はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部291を示している。電極部291においての導体部材297は、第17の実施例に比較してより小さい面積の生体対向面298を有するように構成されている。その他は第17の実施例のものと同様に構成されている。

(作用) 本治療装置によれば、第17の実施例の治療装置に比較して、より狭小な面積に対してのマイクロ波放射ができる。

40 (効果) このように本実施例によれば、より狭小な範囲にマイクロ波を放射できるため、病変部に対する微細な処置を施すことが可能となる。

<第20の実施例>図24を参照して、本発明の第20の実施例を説明する。この実施例は前記第17の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部を変形したものである。

(構成) この実施例におけるアンテナ用電極部311は前述した第17の実施例のものと次の点で異なる。すなわち、導体部材317は、相反する方向に向かう2つの生体対向面318、319を有するように構成されている。

(作用)これによれば、方向性を持って狭小管腔の壁に対する切開処置が容易にできる。(効果)このように本実施例によれば、方向性を有する切開処置を安全に行うことが可能となる。

＜第21の実施例＞図25を参照して、本発明の第21の実施例を説明する。この実施例は前記第17の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部を変形したものである。

(構成)この実施例において前記第17の実施例に示したものと異なる部分のみ記述すると次の通りである。すなわち、導体部材337には、任意の2方向で生体対向する2つの生体対向面338、339を有するように設計されている。

(作用)本治療装置によれば、微小病変部を2つの生体対向面の間に挟み込む位置で処置する等の手技ができる。

(効果)このように本実施例によれば、微小病変部に対して安全な処置を行うことが可能となる。

＜第22の実施例＞図26を参照して、本発明の第22の実施例を説明する。この実施例は前記第17の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部を変形したものである。

(構成)図26はその外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部351を示している。第17の実施例に示した治療装置と異なる部分のみ記述すると、その導体部材357はアプリケーションの先端前面から側面に連続する生体対向面358を有するように構成されている。

(作用)これによれば、管腔壁側面の処置を同時に、処置中アプリケーションを交換することなく先端前面の生体対向面358によりアプリケーション前方に対する処置ができる。

(効果)このように本実施例によれば、側方および前方に対する処置が同時に行えるため、処置の能率向上が可能となる。

＜第23の実施例＞図27ないし図29を参照して、本発明の第23の実施例を説明する。

(構成)この実施例においてのアプリケーション401のアンテナ用電極部411はその同軸ケーブルの軸心を延伸する中心導体(図示しない)に電気的に接続された柔軟な弾性を有するループ状のワイヤ412を設け、また前記中心導体を内包し同軸上に形成される誘電体413と、当該誘電体413を内包し同軸上に形成される外部導体414と、この外部導体414を内包し同軸上に形成される外部被覆415と、当該外部被覆415上を可動な生体適合性とマイクロ波の透過性を有する可動部材416とを備えて構成されている。可動部材416の先端壁には前記ワイヤ412を通す孔418が形成されている。

(作用)図27は可動部材416がアプリケーション401の後方に引かれた状態を示し、図28は可動部材416

がワイヤ412を引き絞るようにアプリケーション401の前方に押し出された状態を示している。そして、このアプリケーション401を使用する場合は、図29で示すように内視鏡403を用いてアプリケーション401の先端側を体腔内に導入し、ポリープ状の病変部404に対して経内視鏡的にアプローチさせる。つまり、可動部材416の先端からループ状に突き出たワイヤ402を病変部404に掛けて、そのワイヤ402を手元側に引き絞ることによりポリープ状の病変部404の切除が可能となる。

【0049】机上実験においては図1におけるマイクロ波発振器3の出力を50W、マイクロ波放射時間を1分とした場合、茎部断面形状が直径が約1cmの円形の被検体に対して十分な切除能力が確認された。またワイヤ412が開放状態から引き絞られていくに従って急激にマイクロ波の電流密度が上昇し、それに伴い切除能力も急激に増加するため、ワイヤ412を引き絞らない限り不用意な切除が発生せず、処置の安全性に対しては有効な特性を有している。

(効果)このように本実施例によれば、マイクロ波によりポリープ状の病変部の切除が可能となるため、従来の高周波スネアを使用する場合に起きる迷走電流の問題が回避できるため、処置の安全性を大幅に向上することができる。

＜第24の実施例＞図30および図31を参照して、本発明の第24の実施例に係る外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部を説明する。

(構成)外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部421は前記第23の実施例を変形したものであり、その差異は外部被覆425上を可動な生体適合性とマイクロ波を透過性を有する可動部材426の内壁に設置され前記外部導体414に電気的に接続して摺動する可動外部導体427と当該可動外部導体427の内壁に設置される可動誘電体428とを加えて構成した点である。

(作用)この外科処置用アプリケーションによれば、前述した第23の実施例の電極部に比較して中心導体(ワイヤ)と外部導体の相対距離を短縮できるため、切除のためのマイクロ波エネルギーのロスを少なくすることができる。また、図31に示されるように、ワイヤ412を引き絞った際にも可動誘電体428が中心導体(ワイヤ412)と可動外部導体427との間のマイクロ波の絶縁を確保するため、マイクロ波が短絡して切除エネルギーが大幅に低下することを防止できる。

(効果)このように本実施例によれば、より高効率でマイクロ波によるポリープ切除が可能となるため、処置に要する時間を短縮することが可能となる。

＜第25の実施例＞図32を参照して、本発明の第25の実施例を説明する。この実施例は前記第24の実施例における外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部を変形したものである。

(構成) この外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部431は前記第24の実施例の電極部と次の点で相違する。すなわち、ワイヤ433の先端にそのワイヤ433と電気的に接続した導体部材432を加えて構成している点である。

(作用) この外科処置用アプリケーションによれば、前述した第24の実施例の作用に加えて、図32の如くワイヤ433を引き絞った際には電極部431は全体としてダイポールアンテナを形成して前記導体部材432にマイクロ波が集中するため、その導体部材432により生体病変部に対する処置が可能となる。

(効果) このように本実施例によれば、マイクロ波によるポリープ切除と凝固、止血等の処置が同時に可能となるため、処置の適用範囲を拡大することが可能となる。

【0050】なお、本発明に係るマイクロ波治療装置は単数または複数の生体温度計測手段を付加的に設けたり、単数または複数の生体温度信号によりマイクロ波の供給出力を制御する手段を設けてもよいものである。

〔付記〕

1. マイクロ波アンテナを患部に近接あるいは接触させてマイクロ波エネルギーを患部組織に放射して治療するマイクロ波治療装置において、生体内に挿入可能で同軸ケーブルから成り周方向に関してマイクロ波の異方性のある放射指向性を有するマイクロ波アンテナ、例えば前記同軸ケーブルの中心導体の先端を延伸してその先端部分を屈曲したマイクロ波アンテナと、このマイクロ波アンテナに前記同軸ケーブルを通じてマイクロ波発振器で発生したマイクロ波エネルギーを供給する、例えば前記同軸ケーブルを通じてマイクロ波を伝送するマイクロ波供給手段とを具備したことを特徴とするマイクロ波治療装置。

2. 前記第1項のマイクロ波治療装置において、前記マイクロ波供給手段は、前記マイクロ波アンテナに供給するマイクロ波を発振するマイクロ波発振器と、前記マイクロ波アンテナに供給するマイクロ波の出力を制御する出力制御手段と、予め設定した時間が経過した後前記マイクロ波アンテナに対するマイクロ波の供給出力を自動的に停止する出力遮断手段とを付加したことを特徴とするマイクロ波治療装置。

3. 前記第2項のマイクロ波治療装置において、前記出力制御手段はマイクロ波の出力を90W以下に制限する機能を有することを特徴とするマイクロ波治療装置。

4. 前記第1項のマイクロ波治療装置において、同軸ケーブルから成るマイクロ波アンテナはその延出する中心導体の先端部が前記同軸ケーブルの長手軸方向に対して例えば略直角、鈍角あるいは鋭角に屈曲して構成したことを特徴とするマイクロ波治療装置。

5. 前記第4項のマイクロ波治療装置において、同軸ケーブルの中心導体の先端部が複数に分岐し同一の方向に屈曲してマイクロ波アンテナを構成したことを特徴とする

るマイクロ波治療装置。

6. 前記第4項のマイクロ波治療装置において、同軸ケーブルの中心導体の先端部が複数に分岐し別々の方向に屈曲してマイクロ波アンテナを構成したことを特徴とするマイクロ波治療装置。

7. 前記第1～3項のマイクロ波治療装置において、前記中心導体の先端部にその中心導体に対して選在して電気的に接続される単数または複数の導電性部材を有してマイクロ波アンテナを構成したことを特徴とするマイクロ波治療装置。

【0051】8. 前記第1～7項のマイクロ波治療装置において、前記マイクロ波アンテナが生体適合性樹脂で被覆されたことを特徴とするマイクロ波治療装置。

9. 前記第1～7項のマイクロ波治療装置において、前記マイクロ波アンテナが誘電体で被覆されたことを特徴とするマイクロ波治療装置。

10. 前記第1～9項のマイクロ波治療装置において、複数の生体温度計測手段を有することを特徴とするマイクロ波治療装置。

11. 前記第1～10項のマイクロ波治療装置において、単数または複数の生体温度信号によりマイクロ波の供給出力を制御する手段を有することを特徴とするマイクロ波治療装置。

12. 前記第1～11項のマイクロ波治療装置はそのマイクロ波アンテナが内視鏡やトラカール等のガイド器具を通じて生体内に導入されることが可能な構成であり、内視鏡の観察下でマイクロ波治療を行うようにしたことを特徴とするマイクロ波治療装置。これによれば、実際の治療においては、従来の治療装置では不可能であった可視下におけるマイクロ波による治療、特に前立腺治療が可能となるため、その治療の確実性及び能率化を図ることができる。

【0052】

〔発明の効果〕以上説明したように本発明によれば、マイクロ波の放射分布をアプリケーションの周方向に関して指向性を持たせることが可能となるため、外科的処置を生体内の処置対象の病変部に対して最適な状態でマイクロ波治療を実施でき、処置の確実性向上と効率向上を図ることができる。

〔図面の簡単な説明〕

〔図1〕第1の実施例のマイクロ波治療装置システムの構成を示す説明図。

〔図2〕同じく第1の実施例の外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部の説明図。

〔図3〕同じく第1の実施例の外科処置用アプリケーションのアンテナ用電極部のマイクロ波照射分布図。

〔図4〕同じく第1の実施例の外科処置用アプリケーションを尿道に挿入して前立腺部位に対して外科処置を行う様子を示した説明図。

〔図5〕図4中A-A線に沿って断面した前記アプリケ

19

ータ示す治療状況の説明図。

【図 6】第 2 の実施例に係るマイクロ波治療装置の使用状態を示す説明図。

【図 7】第 3 の実施例に係るマイクロ波治療装置の使用状態を示す説明図。

【図 8】第 4 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 9】第 5 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 10】第 6 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 11】第 7 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 12】第 8 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 13】第 9 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 14】第 10 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 15】第 11 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 16】第 12 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 17】第 13 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 18】第 14 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 19】第 15 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 20】第 16 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

20

【図 21】第 17 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 22】第 18 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 23】第 19 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 24】第 20 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 25】第 21 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 26】第 22 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 27】第 23 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 28】同じく第 23 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の他の動作状態の説明図。

【図 29】同じく第 23 の実施例の外科処置用アプリケーションタの使用状態の説明図。

【図 30】第 24 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 31】同じく第 24 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の他の動作状態の説明図。

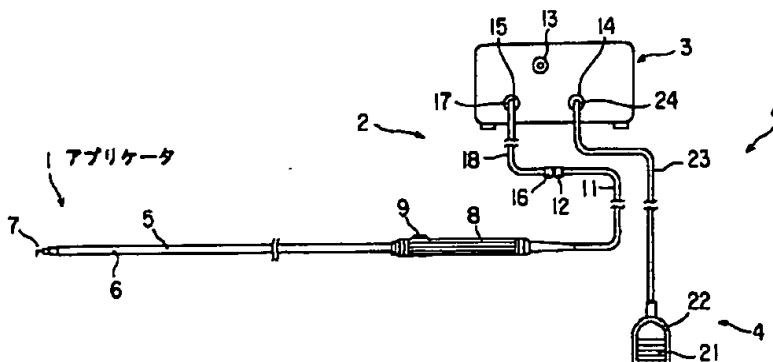
【図 32】第 25 の実施例の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

【図 33】従来の外科処置用アプリケーションタのアンテナ用電極部の説明図。

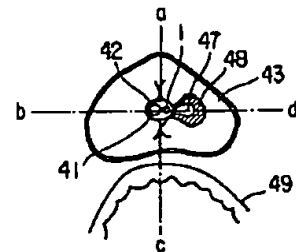
【符号の説明】

1…外科処置用アプリケーションタ、2…マイクロ波中継ケーブル、3…マイクロ波発振器、6…同軸ケーブル、7…アンテナ用電極部、31…中心導体（導線）、32…先端部、33…誘電体、34…外部導体。

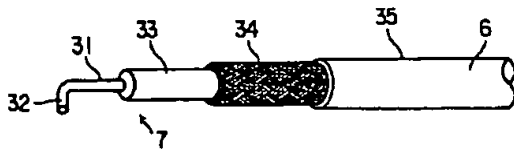
【図 1】



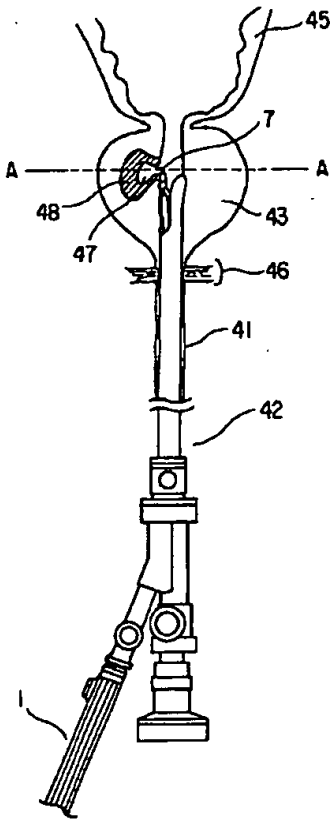
【図 5】



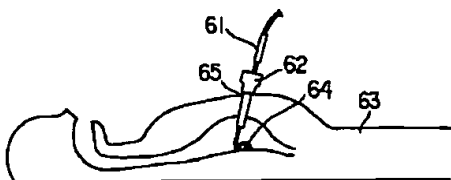
【図2】



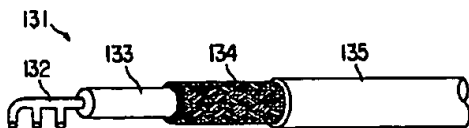
【図4】



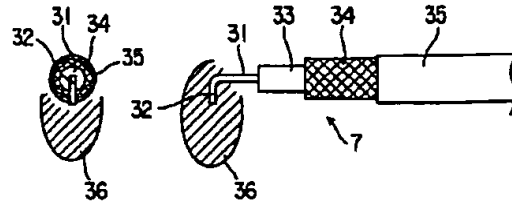
【図7】



【図10】



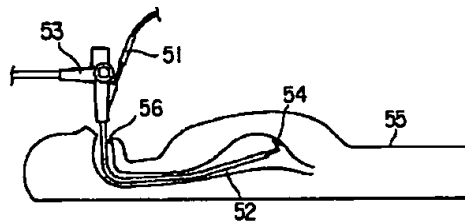
【図3】



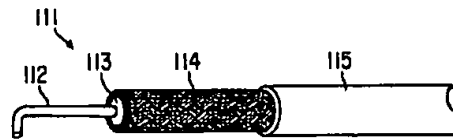
(a)

(b)

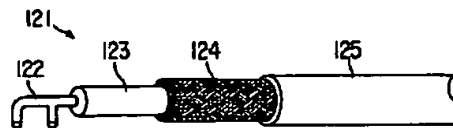
【図6】



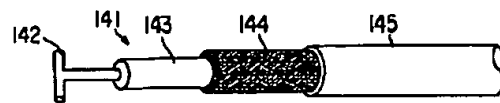
【図8】



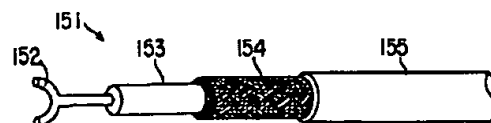
【図9】



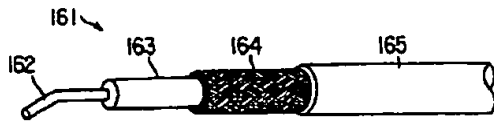
【図11】



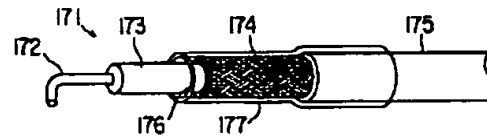
【図12】



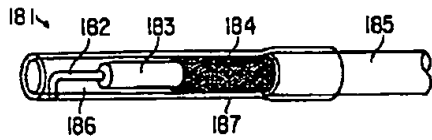
【図13】



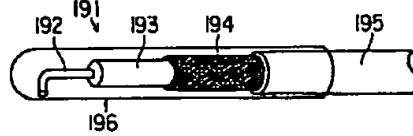
【図14】



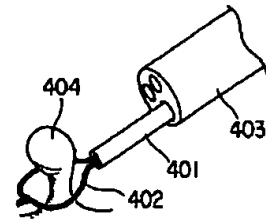
【図15】



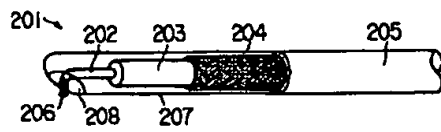
【図16】



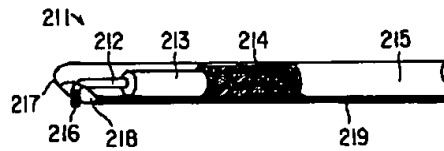
【図29】



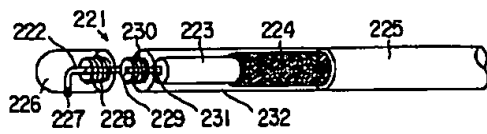
【図17】



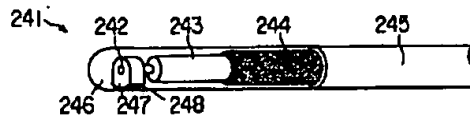
【図18】



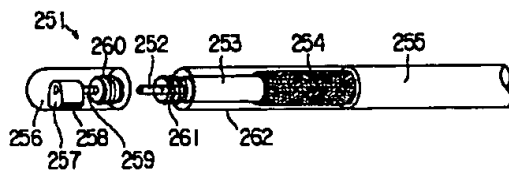
【図19】



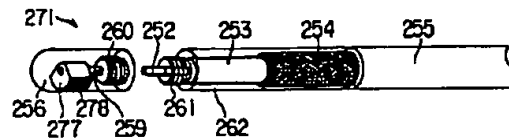
【図20】



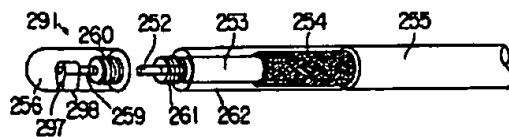
【図21】



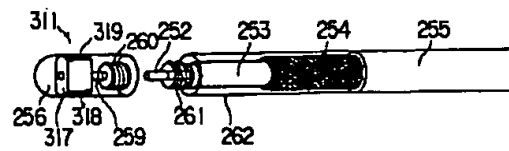
【図22】



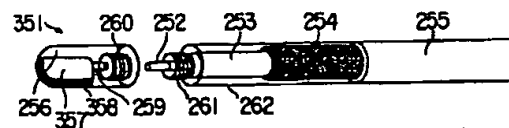
【図23】



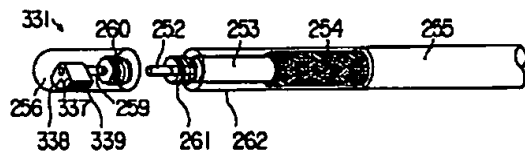
【図24】



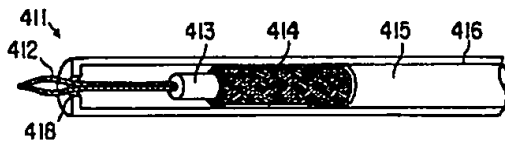
【図26】



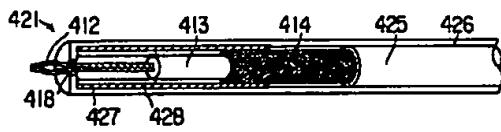
【図25】



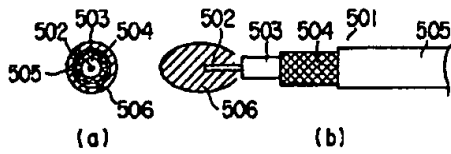
【図28】



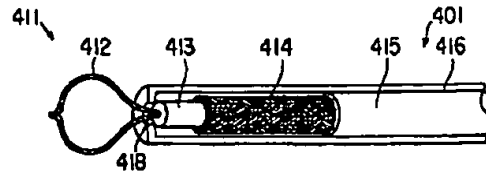
【図31】



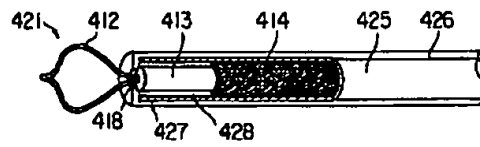
【図33】



【図27】



【図30】



【図32】

